

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5285244号  
(P5285244)

(45) 発行日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.Cl.

F 1

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
**G 0 1 R 33/48 (2006.01)**A 6 1 B 5/05 3 1 1  
A 6 1 B 5/05 3 4 1  
A 6 1 B 5/05 3 5 0  
G O 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2007-184096 (P2007-184096)

(22) 出願日

平成19年7月13日 (2007.7.13)

(65) 公開番号

特開2009-18079 (P2009-18079A)

(43) 公開日

平成21年1月29日 (2009.1.29)

審査請求日

平成22年7月5日 (2010.7.5)

(73) 特許権者 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(72) 発明者 西原 崇

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社 日立メディコ内

(72) 発明者 板垣 博幸

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社 日立メディコ内

(72) 発明者 高橋 哲彦

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社 日立メディコ内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

静磁場内におかれた検査対象に印加する直交3軸方向の傾斜磁場をそれぞれ発生する傾斜磁場発生手段と、

前記検査対象に照射する高周波磁場パルスを発生する高周波磁場発生手段と、

前記傾斜磁場の極性を複数回反転させる振動傾斜磁場の極性反転毎に前記高周波磁場パルスを照射し、2次元の空間選択励起するように前記傾斜磁場発生手段および前記高周波磁場発生手段の駆動を制御する制御手段と、

前記振動傾斜磁場による残留磁場および渦電流による、励起する核スピンの位相と前記高周波磁場パルスの位相とのずれを、前記高周波磁場パルスの位相を補正することにより調整する補正手段と、

を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 2】

静磁場内におかれた検査対象に印加する直交3軸方向の傾斜磁場をそれぞれ発生する傾斜磁場発生手段と、

前記検査対象に照射する高周波磁場パルスを発生する高周波磁場発生手段と、

前記傾斜磁場の極性を複数回反転させる振動傾斜磁場の極性反転毎に前記高周波磁場パルスを照射し、2次元の空間的周波数選択励起するように前記傾斜磁場発生手段および前記高周波磁場発生手段の駆動を制御する制御手段と、

前記振動傾斜磁場による残留磁場および渦電流による、励起する核スピンの位相と前記

10

20

高周波磁場パルスの位相とのずれを、前記高周波磁場パルスの位相を補正することにより調整する補正手段と、

を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は 2 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記検査対象から発生される磁気共鳴信号に基づいて前記検査対象に係る画像を再構成する演算手段をさらに備え、

前記補正手段は、前記再構成された画像の励起プロファイルから前記ずれを算出し、前記高周波磁場パルスの位相を補正すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

**【請求項 4】**

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記補正手段は、前記制御手段の制御に従って取得した磁気共鳴信号の位相情報を用いて前記ずれを算出し、前記高周波磁場パルスの位相を補正すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 5】**

請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記補正手段は、前記制御手段の制御に従って取得した特定種のプロトンのスペクトル信号を用いて前記ずれを算出し、前記高周波磁場パルスの位相を補正すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

**【請求項 6】**

請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記補正手段は、前記残留磁場によるずれと前記渦電流によるずれとを、それぞれ独立に算出し、前記位相の補正を行うこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置）に関し、振動傾斜磁場（傾斜磁場の極性を複数回反転させる傾斜磁場）と共に複数の高周波磁場パルスを印加する励起法において、残留磁場、渦電流の影響を補正する技術に関する。

30

**【背景技術】**

**【0002】**

MRI 装置による撮像では、高周波磁場パルスと傾斜磁場とを用いて、所定の厚みを持つ任意の平面内の分子または原子を励起し、発生するエコー信号を取得して画像を作成する。エコー信号を発生させるため、高周波磁場パルスと各傾斜磁場パルスとは、予め設定された撮影シーケンス（パルスシーケンス）に従って印加される。

**【0003】**

パルスシーケンスには、例えば、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加するものがある。このパルスシーケンスは、任意の 2 次元領域を選択的に励起する 2 次元選択励起（空間選択励起）法に用いられる（例えば、特許文献 1、非特許文献 1 参照。）。2 次元選択励起は、例えば、血管の部位のみを励起してボーラスをトレースする、脂肪部位を避けて水プロトン部位のみを局所的に励起する、などの処理に有効である。また、流れのある部位や運動する部位や皮下脂肪などの特定部位を避けて励起することができるため、流れや体動のアーチファクトを抑制等もできる。また、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加するパルスシーケンスは、任意平面の水プロトン等の特定種のプロトンのみを励起する spectral - spatial ((空間的) 周波数選択励起) 法にも用いられる（例えば、特許文献 2 参照。）

40

**【0004】**

傾斜磁場パルスを用いることにより、渦電流と残留磁場が発生する。渦電流と残留磁場

50

は、各高周波磁場パルスの中心までに印加される余分な傾斜磁場である。この余分な傾斜磁場の印加により核スピンの位相が変化し、照射する高周波磁場パルスの照射位相(以後、単に位相と呼ぶ。)との間に差(ずれ)が生じる。また、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加する場合、これらの渦電流と残留磁場の影響は累積していくため、このようなパルスシーケンスでは、各高周波磁場パルスで位相のずれ量が異なる。このため、各高周波磁場パルスで目的とする位相の核スピンを励起することができず、励起位置のずれ、励起の歪みが発生し、その結果、空間選択能や周波数選択能が低下する。従って、これらの影響を排除する必要がある。渦電流の影響については、傾斜磁場を微調整することで除去する技術がある(例えば、非特許文献2参照。)。

## 【0005】

10

【特許文献1】特開2001-95773

【特許文献2】特開2005-87375

【非特許文献1】A K-Space Analysis of Small-Tip-Angle Excitation, J. Magn., 81, 43-56(1989)

【非特許文献2】Calibration of echo-Planar 2D-Selective RF excitation pulses, Oe IhafenM, Magn ResonMed., 52(5), 1136-45 (2004)

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかし、非特許文献2に記載されている手法、すなわち、傾斜磁場の調整だけでは、残留磁場の影響は除去できない。また、渦電流の影響についても、より高い精度での除去が望まれている。

20

## 【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加するパルスシーケンスを用いる撮影において、振動傾斜磁場による渦電流および残留磁場の影響を簡易かつ高精度に除去し、良好な空間選択能、周波数選択能を得る技術を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明は、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加するパルスシーケンスを用いる撮影において、撮影画像における励起プロファイル、または受信信号の位相から、各RFパルスの位相のずれを検出し、補正する。

30

## 【0009】

具体的には、静磁場内におかれた検査対象に印加する直交3軸方向の傾斜磁場をそれぞれ発生する傾斜磁場発生手段と、前記検査対象に照射する高周波磁場パルスを発生する高周波磁場発生手段と、前記傾斜磁場の極性を複数回反転させる振動傾斜磁場の極性反転毎に、前記高周波磁場パルスを照射し、2次元の空間選択励起または周波数選択励起するよう前記傾斜磁場発生手段および前記高周波磁場発生手段の駆動を制御する制御手段と、を備え、前記振動傾斜磁場による残留磁場および渦電流による、励起する核スピンの位相と前記高周波磁場パルスの位相とのずれを、前記高周波磁場パルスの位相を補正することにより調整する補正手段を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

40

## 【発明の効果】

## 【0010】

本発明によれば、振動傾斜磁場と共に複数の高周波磁場パルスを印加するパルスシーケンスを用いる撮影において、振動傾斜磁場による渦電流および残留磁場の影響を簡易かつ高精度に除去し、良好な空間選択能、周波数選択能を得ることができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0011】

&lt;&lt;第一の実施形態&gt;&gt;

50

以下、本発明を適用した第一の実施形態を図面を参照して説明する。

#### 【0012】

図1は、典型的なMRI装置の構成図である。本図に示すように、MRI装置300は、被検体301の周囲の空間に静磁場を発生する磁石302と、該空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル303と、該空間に高周波磁場パルス(以下、RFパルスと呼ぶ。)を発生するRFコイル304と、被検体301が発生するMR信号を検出するRFプローブ305と、を備える。傾斜磁場コイル303は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場を発生する各コイルで構成され、傾斜磁場電源309からの信号に従ってそれぞれ傾斜磁場を発生し、後述するRFプローブ305が受信するエコー信号に位置情報を付与する。RFコイル304はRF送信部310の信号に従ってRFパルスを発生する。RFプローブ305は、エコー信号を受信する。エコー信号は、信号検出部306で検出され、信号処理部307で信号処理され、画像信号に変換される。画像信号は、画像処理部313で演算処理され、画像として表示部308に表示される。制御部311は、予めメモリ(不図示)に格納されたプログラムまたは操作者の指示に従ってMRI装置300全体の動作を制御する。プログラムの中で特に、傾斜磁場電源309、RF送信部310、および、信号検出部306の動作を制御するタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれる。また、ベッド312は被検体301が横たわるためのものである。  
10

#### 【0013】

現在、MRI装置300による撮影対象は、被検体の主たる構成物質、プロトンである。MRI装置300は、プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態、または、機能を2次元もしくは3次元的に撮影する。  
20

#### 【0014】

MRI装置300では、傾斜磁場により選択されたスライス面に、傾斜磁場により異なる位相エンコードを与え、読み取り傾斜磁場を与えながらそれぞれの位相エンコードによるエコー信号を検出する。与える位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり128、256、512等の値が選ばれる。また、各エコー信号は通常128、256、512、1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像を作成する。

#### 【0015】

本実施形態では、パルスシーケンスに空間を2次元的に励起する2次元選択励起RFパルスを用いる。本実施形態で用いるパルスシーケンスを図2に示す。本図では、上から、RFパルスの照射、スライス選択傾斜磁場の印加、位相エンコード傾斜磁場の印加、読み出し傾斜磁場の印加、エコー信号の発生、サンプリング(A/D)のタイミングを示す。  
30

#### 【0016】

2次元選択励起RFパルス401は、スライスを選択する傾斜磁場である振動傾斜磁場404と、ブリッピング傾斜磁場405と、複数のRFパルス403とを印加することにより、任意の2次元形状を選択的に励起するパルスである。RFパルス403の振幅変調包絡線402は、ブリッピング傾斜磁場405方向の励起形状をフーリエ変換したものが基本となる。ここでは、目的とするブリッピング傾斜磁場405方向の励起形状を矩形とするためRFパルス403の振幅変調包絡線402をsin関数形状とする場合を例にあげて説明する。なお、振幅変調包絡線402の形状はこれに限られない。また、複数のRFパルス403を構成する各RFパルスを、以下、サブパルス403subと呼ぶ。また、ここでは、振動傾斜磁場404はz軸方向に、ブリッピング傾斜磁場405はy軸方向に印加される。  
40

#### 【0017】

本実施形態のパルスシーケンスでは、2次元選択励起RFパルス401の印加後、位相エンコード傾斜磁場としてy軸方向に傾斜磁場406を印加し、所定時間後、読み出し傾斜磁場としてx軸方向に傾斜磁場を印加しながら、発生したエコー信号を検出し、所定時間サンプリングする(A/D)。サンプリングされた信号は、信号処理部307を経て、画像処理部313で画像化される。  
50

**【0018】**

図3は、2次元選択励起RFパルス401の詳細を示す図である。本図に示すように、印加する振動傾斜磁場404には、渦電流601や残留磁場602などが発生する。渦電流601および残留磁場602などの余分に印加された傾斜磁場によって核スピンの位相が変化し、照射するRFパルス403の位相との間に差が生じる。例えば、残留磁場602は時間に対して一定の強度で印加されるので、その影響は蓄積し、核スピンの位相と照射するRFパルス403の位相との差はサブパルス403sub毎に線形に変化する。この線形の変化は、振幅変調包絡線402の位相を線形に変化させたことと等価であり、この振幅変調包絡線402とブリップ傾斜磁場405とによって決定されるY方向の励起位置を変化させる。

10

**【0019】**

良好な空間選択能を得る為には核スピンの位相と照射するRFパルス403との位相を精度よく合致させる必要がある。本実施形態では、これをRFパルス403側の位相を制御することにより実現する。すなわち、余分に印加された傾斜磁場によりずれた核スピンの位相にRFパルス403を構成する個々のサブパルス403subの位相が合致するよう補正し、渦電流601や残留磁場602による影響を排除する。

**【0020】**

本実施形態では、プリスキヤンを行い、得られた画像上の励起プロファイルからRFパルス403を構成する個々のサブパルス403subの位相と核スピンの位相との差を算出し、それを、対応するサブパルス403subの位相のずれ量、すなわち、補正值として個々に補正を行う。補正後の位相でRFパルス403を照射し、選択励起法による本撮像を行う。本撮影の撮影シーケンスは、スピニエコーシーケンス、グラディエントエコーシーケンスなど、特に限定されない。

20

**【0021】**

以下、プリスキヤンにおいて、渦電流601の0次成分と1次成分、並びに残留磁場602に起因するRFパルス403の位相と核スピンの位相とのずれを補正する手順を説明する。図4は、本実施形態のRFパルス403の位相補正処理のフローチャートである。以下の処理は、制御部311が上記パルスシーケンスおよびプログラムに従って、各部の動作を制御し、実行する。本実施形態では、残留磁場602によるRFパルス403の位相のずれを補正し、次に、渦電流601の0次成分によるずれを補正し、最後に渦電流601の1次成分によるずれを補正する。

30

**【0022】**

まず、残留磁場602に起因するRFパルス403の位相のずれの補正を行う。上述のように、残留磁場602によって振動傾斜磁場404の形状が損なわれると、核スピンの位相と照射するサブパルス403subの位相とに差が生じる。これは、選択されたスライス面内では、Y方向の励起位置のずれとなって現れる。このY方向の励起位置のずれ量からサブパルス403sub間の位相のずれ量を算出することができる。本実施形態では、算出したずれ量を用いて、各サブパルス403subの位相を補正する。

**【0023】**

なお、Z方向の振動傾斜磁場404の場合、残留磁場602の傾斜磁場強度は、Z方向に線形に発生する。従って、この残留磁場602によるY方向の励起位置のずれ量もZ方向に線形に発生する。このため、残留磁場602によるRFパルス403の位相の補正值はZ方向の位置(スライス位置)の関数となる。従って、本実施形態では、スライス位置を2箇所設定して撮影を行い、それぞれのスライス位置に応じたY方向の励起位置のずれ量を算出する。

40

**【0024】**

励起位置のずれ量は、残留磁場602に起因するものと渦電流601に起因するものがある。ここでは、残留磁場602のみの影響を抽出し、渦電流601の影響を除去する必要がある。振動傾斜磁場404の正転時と反転時とで渦電流601の極性は異なる。しかし、印加される絶対量は等しい。従って、正転時と反転時との間で渦電流601は打ち消

50

しあうので、正転時の R F パルス間および反転時の R F パルス間では、渦電流 6 0 1 に起因する核スピンと R F パルス 4 0 3との位相差は等しくなる。従って、図 2 の R F パルス 4 0 3のうち、スライス傾斜磁場である振動傾斜磁場 4 0 4が正転または反転のいずれかの場合のサブパルス 4 0 3 s u bのみを印加して撮影を行い、その結果得られる画像の励起プロファイルから励起位置のずれ量を算出することにより、渦電流 6 0 1の影響を排除して、残留磁場 6 0 2に起因するもののみを抽出することができる。以下、正転の場合のサブパルス 4 0 3 s u bのみを印加した場合を例にあげて説明する。

#### 【 0 0 2 5 】

ここで、 $Z_{\text{ex}}$ をZ方向の励起サイズ、 $Y_{\text{ex}}$ をY方向の励起サイズ、Zをスライス位置とする。まず、正転の場合のサブパルス 4 0 3 s u bのみを印加した撮影を、励起サイズ $Z_{\text{ex}} * Y_{\text{ex}}$ を一定とし、スライス位置 $Z = Z_1$ に設定した場合と、 $Z = Z_2$ に設定した場合との2回行なう [ステップ 1 - 1]。なお、スライス位置 $Z_1$ 、 $Z_2$ は、M R I 装置 3 0 0 の仕様から、R F パルス 4 0 3を構成する各サブパルス 4 0 3 s u b間で 180 度以上位相がずれないスライス位置とする。10

#### 【 0 0 2 6 】

図 5 は、各スライス位置 $Z_1$ 、 $0$ 、 $Z_2$ における撮影結果と励起プロファイルのずれを説明するための図である。ここで、スライス位置 $Z = 0$ は、振動傾斜磁場 4 0 4において、常に傾斜磁場が 0 の位置である。図 5 ( a )において、2 0 1 p、2 0 0 p、および 2 0 2 p は、それぞれ、X 方向の同位置における Y 方向のラインプロファイル（励起プロファイル）である。ここでは、一例として $X = 0$ における励起プロファイルを示す。スライス位置 $Z = 0$ における Y 方向の励起位置（視野中心）を $Y = 0$ とする。すなわち、スライス位置 $Z = 0$ では、Y 方向の励起位置のずれ量は 0 である。20

#### 【 0 0 2 7 】

スライス位置 $Z_1$ 、 $Z_2$ における撮影結果 2 0 1、2 0 2 の各ラインプロファイル 2 0 1 p、2 0 2 p 上で、各励起位置 2 0 3、2 0 4 の、視野中心からのずれ量を検出する [ステップ 1 - 2]。これらは、それぞれのスライス位置における残留磁場 6 0 2 の影響による励起位置の Y 方向の視野中心からのずれ量である。そして、上述のように、励起位置の Y 方向のずれ量は、Z 方向に線形であるため、例えば、図 5 ( b ) に示すように、横軸をスライス位置 Z、縦軸を Y 方向への励起位置のずれ量としたグラフから最小二乗法で傾き $\alpha$ を求める等の手法により、任意のスライス位置 Z における Y 方向の励起位置のずれ量 $Y_{\text{shift}}(Z)$ を表す式（例えば、式 ( 1 )）を決定する。30

$$Y_{\text{shift}}(Z) = \alpha Z \quad (1)$$

#### 【 0 0 2 8 】

求めたスライス位置 Z におけるずれ量 $Y_{\text{shift}}(Z)$ を用いて、スライス位置 Z における残留磁場 6 0 2 に起因する R F パルス 4 0 3 を構成する各サブパルス 4 0 3 s u b 間の位相のずれ量 $\Delta\theta(Z)$ を算出する [ステップ 1 - 3]。ここで、残留磁場 6 0 2 に起因するサブパルス 4 0 3 s u b 間の位相ずれ量 $\Delta\theta(Z)$ は、式 ( 1 ) で求めたずれ量 $Y_{\text{shift}}(Z)$ を用いて次式 ( 2 ) で求めることができる。

$$\Delta\theta(Z) = - (Y_{\text{shift}}(Z)) / (pp \times 360 [\text{deg}]) \quad (2)$$

ここで、 $pp$  は、図 5 に示す折り返し間隔 2 0 6 である。プリップ傾斜磁場の印加量を $S_{Gz}$ （テスラ/メートル/秒）とすると、折り返し間隔 2 0 6 $pp$  は、 $pp = 1 / (S_{Gz})$  と表すことができる。なお、式 ( 2 ) は、振幅変調包絡線波 4 0 2 の関数形状により決まる。例えば、振幅変調包絡線 4 0 2 を $\sin$  関数形状、R F パルス 4 0 3 内のサブパルス 4 0 3 s u b 数を N とすると、式 ( 2 ) は以下のとおりである。

$$\Delta\theta(Z) = - (Y_{\text{shift}}(Z)) / ((N - 1) \times Y_{\text{ex}} / 2) \times 360 [\text{deg}]$$

#### 【 0 0 2 9 】

そして、ステップ 1 - 3 で求めたサブパルス 4 0 3 s u b 間の位相のずれ量 $\Delta\theta(Z)$ を用いて、各サブパルス 4 0 3 s u b の位相を補正する [ステップ 1 - 4]。すなわち、m 番目のサブパルス 4 0 3 s u b の位相に対する補正值 $\Delta\theta(Z)m$  は、 $(m - 1) \times \Delta\theta(Z)$ 40

1) \*  $P_{hr}(Z)$  ( $m = 1, 2, 3, \dots, N$ ) となる。各サブパルス 403sub の位相に  $P_{hr}(Z)m$  を加算し、補正する。

#### 【0030】

残留磁場 602 による位相のずれの補正後、渦電流 601 の 0 次成分による RF パルス 403 の位相のずれの補正を行う。上述のように、残留磁場 602 の影響により励起プロファイルの励起位置が Y 方向にずれる。その他の励起プロファイルの歪みは、渦電流 601 の影響によるものである。本実施形態では、図 6 に示すように、励起間に不要な励起として現れる。ここでは、通常どおり全ての RF パルス 403 を印加して撮影を行い、その結果得られる画像の励起プロファイルから、本来励起すべき位置ではない箇所で発生する励起の信号強度と、本来励起すべき位置における励起の信号強度の比を求め、その値からサブパルス 403sub 間の位相のずれ量を算出し、各サブパルス 403sub を補正する。  
10

#### 【0031】

具体的には、まず、図 2 の RF パルス 403 のうち、全てのサブパルス 403sub を印加して撮影を行う [ステップ 2 - 1]。撮影は、励起サイズ  $Z_{ex} * Y_{ex}$  を一定とし、スライス位置 Z を 0 に設定して行なう。これは、渦電流 601 の 0 次成分による RF パルス 403 の位相のずれ量は、Z 方向の位置によらないためである。

#### 【0032】

次に、上記ステップ 1 - 2 と同様に、撮影結果の  $X = 0$  における Y 方向のラインプロファイル（励起プロファイル）をとり、本来励起すべき位置における励起の信号強度と渦電流の影響による励起の信号強度との比を計算する [ステップ 2 - 2]。  
20

#### 【0033】

この時の励起プロファイルを図 6 に示す。渦電流の影響による励起が現れる位置は、振幅変調包絡線 402 の関数形状及びサブパルス 403sub の数により決まる。具体的には、励起は、リードアウトの  $N/2$  アーチファクトに相当するものであり、折り返し間隔 206 の中点  $Y_M$  に現れる。位置 Y における信号強度を  $S(Y)$  とすると、本来励起すべき位置である  $Y = 0$  における励起 501 の信号強度  $S(0)$  と、 $Y_M$  における励起 502 の信号強度  $S(Y_M)$  の比  $F = S(0) / S(Y_M)$  を計算する。

#### 【0034】

一例として、サブパルス 403sub の数を N、振幅変調包絡線 402 を  $\sin c$  関数形状とすると、 $Y = Y_{ex} * (N - 1) / 4$  の位置に渦電流 601 の影響による励起 502 が現れる。この場合、本来励起すべき位置である  $Y = 0$  における励起 501 の信号強度  $S(0)$  と、 $Y = Y_{ex} * (N - 1) / 4$  における励起 502 の信号強度  $S(Y)$  とをそれぞれ計測し、その信号強度比  $F = S(0) / S(Y_{ex} * (N - 1) / 4)$  を計算する。  
30

#### 【0035】

次に、算出した信号強度比 F を所定の閾値と比較することにより補正の要否を判断する [ステップ 2 - 3]。すなわち、信号強度比 F が十分大きければ、渦電流 601 による励起形状の歪みによる励起 502 は、本来励起すべき位置における励起 501 に影響を与えないとして、補正是不要と判断する。例えば、閾値を 20 とし、信号強度比 F が 20 以上であれば、渦電流 601 の 0 次成分による影響の補正是必要ないと判断し、後述する渦電流 601 の 1 次成分による影響の補正ステップ 3 - 1 に進む。一方、信号強度比 F が 20 未満の場合、ステップ 2 - 4 に進み、位相のずれ量を計算する。なお、閾値（ここでは 20）は、2 次元選択励起 RF パルス 401 の使用目的により任意の値を設定可能である。  
40

#### 【0036】

信号強度比 F が 20 未満の場合、渦電流 601 の 0 次成分に起因するサブパルス 403sub 間の位相のずれ量  $P_{he0}$  を計算する [ステップ 2 - 4]。サブパルス 403sub 間の位相のずれ量の絶対値  $P_{he0}$  は、信号強度比 F を用いて次式 (3) で表される。

$$P_{he0} = \arctan(F) / \times 360 [deg] \quad (3)$$

## 【0037】

$P_{he0}$  は、サブパルス 403sub 間の位相のずれ量である。従って、 $m$  番目のサブパルス 403sub の位相に対する補正值  $P_{he0m}$  は、 $(m - 1)$  番目のサブパルス 403sub のずれ量に  $P_{he0}$  を加算したものとなる。ここで、渦電流 601 の 0 次成分による位相のずれ量  $P_{he0}$  は、図 3 に示すように渦電流 601 が正負交互に発生するため、サブパルス 403sub 毎に正負の値が交互に現れる。従って、例えば、正負の順に現れるとすると、2 番目のサブパルス 403sub の 1 番目のサブパルス 403sub からの位相のずれ量は、 $P_{he0}$ 、3 番目のサブパルス 403sub の 1 番目からのずれ量は、 $P_{he0} (2 \text{ 番目のずれ量}) + (-P_{he0}) = 0$ 、4 番目のサブパルス 403sub の 1 番目からのずれ量は、 $0 (3 \text{ 番目のずれ量}) + P_{he0} = P_{he0}$ 、5 番目のサブパルス 403sub の 1 番目からのずれ量は、 $P_{he0} (4 \text{ 番目のずれ量}) + (-P_{he0}) = 0 \dots$  となる。

## 【0038】

ここでは、 $P_{he0}$  が正負いずれの順に発生するか不明であるため、まず、正の値を補正值として、偶数番目（第 2、4 番目 …）のサブパルス 403sub の位相に加算する。[ステップ 2-5]。ここでは、両サブパルス 403sub に同じ補正值  $P_{he0}$  を加算する。その後、再びステップ 2-1 と同条件で撮影を行い、その励起プロファイルの歪みから、ステップ 2-2 ~ 2-3 と同様に信号強度比 F を求める [ステップ 2-6]。

## 【0039】

そして、信号強度比 F を閾値と比較し、補正に採用した値の可否を判断する [ステップ 2-7]。本実施形態では、例えば、信号強度比 F が 20 以上となれば、ステップ 2-5 で採用した値を補正值とする。なお、ここで判断基準となる 20 は、上記同様、2 次元選択励起 RF パルス 401 の使用目的により任意の値を設定可能である。

## 【0040】

一方、20 未満ならば、ステップ 2-5 で用いなかった負の値を補正值として、偶数番目（第 2、4 番目 …）のサブパルス 403sub の位相に加算する [ステップ 2-8]。以上により、渦電流 601 の 0 次成分による RF パルス 403 の位相のずれの補正を行う。なお、本実施形態では、偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算することにより、偶数番目のサブパルス 403sub の位相を奇数番目の位相に一致させるよう補正を行っている。しかし、逆に、奇数番目のサブパルス 403sub の位相から補正值を減算することにより、奇数番目のサブパルス 403sub の位相を偶数番目に一致させても良い。また、式(3)で算出した  $P_{he0}$  の正負の値は、どちらを先に採用してもよい。

## 【0041】

渦電流 601 の 0 次成分の補正後、渦電流 601 の 1 次成分による RF パルス 403 の位相のずれの補正を行う。手順は、0 次成分の補正と基本的に同様である。しかし、渦電流 601 の 1 次成分は、さらに Z 方向に線形に変化する。このため、渦電流 601 の 1 次成分による RF パルス 403 の位相の補正值は Z 方向の位置（スライス位置）の関数となる。

## 【0042】

具体的には、まず、図 2 の RF パルス 403 のうち、全てのサブパルス 403sub を印加して撮影を行う [ステップ 3-1]。撮影は、励起サイズ  $Z_{ex} * Y_{ex}$  を一定として行う。ただし、1 次成分の補正時は、スライス位置 Z を  $Z_3 (0)$  に設定して行なう。なお、スライス位置  $Z_3$  は、MRI 装置 300 の仕様と  $Z_{ex}$  とから、RF パルス 403 を構成するサブパルス 403sub 間で 180 度以上位相がずれないスライス位置とする。

## 【0043】

次に、ステップ 2-2 同様、撮影結果の励起プロファイルをとり、渦電流 601 の影響による位置  $Y = Y_M$  における励起 502 の信号強度 S ( $Y_M$ ) と、本来励起すべき位置で

10

20

30

40

50

ある  $Y = 0$  における励起 501 の信号強度  $S(0)$  を計測し、両者の信号強度比  $F$  を計算する [ステップ 3-2]。ここでは、励起 502 は、 $Y_M = Y_{ex} * (N - 1) / 4$  の位置に発生するものとする。そして、信号強度比  $F$  を所定の閾値と比較し、許容範囲であるか否かを判別する [ステップ 3-3]。ここでは、一例として、閾値を 60 とし、信号強度比  $F$  が 60 以上であれば、本来励起すべき位置における励起に影響を与えないものとし、補正は不要と判断し、処理を終了する。なお、閾値（ここでは 60）は、2 次元選択励起 RF パルス 401 の使用目的により任意の値を設定可能である。

#### 【0044】

一方、信号強度比  $F$  が 60 未満の場合、渦電流 601 の 1 次成分に起因するサブパルス 403sub 間の位相のずれ量を計算する [ステップ 3-4]。ここで、スライス位置  $Z$  におけるサブパルス 403sub 間の位相ずれ量の絶対値  $Phe1(Z)$  は、信号強度比  $F$  を用いて、次式 (4) で求められる。

$$Phe1(Z) = \arctan(F) / \times Z / Z3 \times 360 [deg] \quad (4)$$

#### 【0045】

0 次成分の補正時同様、ずれ量として正負 2 つの値が得られる。いずれを採用すべきかを 0 次成分の補正時と同様の手順で決定する。ここでは、まず、式 (4) で求めた値のうち、正の値を偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算する [ステップ 3-5]。その後、再びステップ 3-1 と同条件で撮影を行い、その励起プロファイルの歪みから、ステップ 3-2 ~ 3-3 と同様に信号強度比  $F$  を求める [ステップ 3-6]。

#### 【0046】

そして、0 次成分同様、信号強度比  $F$  を所定の閾値と比較し、補正に採用した値の可否を判断する [ステップ 3-7]。すなわち、ここでは、例えば、信号強度比  $F$  が 60 以上か否かを判別し、60 以上であれば、ステップ 3-5 で採用した値を補正值とする。一方、60 未満ならば、ステップ 3-5 で用いなかった負の値を補正值として、偶数番目のサブパルス 403sub の位相にそれぞれ加算する [ステップ 3-8]。以上により、渦電流 601 の 1 次成分による RF パルス 403 の位相のずれの補正を行う。なお、ここでも、0 次成分と同様に、奇数番目のサブパルス 403sub の位相を偶数番目に一致させるよう構成してもよい。また、補正值は、正負どちらを先に採用してもよい。

#### 【0047】

以上、本実施形態によれば、振動傾斜磁場と共に複数の RF パルスを印加するパルスシーケンスにおいて、振動傾斜磁場による残留磁場および渦電流に起因する核スピンの位相の RF パルスの位相からのずれを、RF パルスを構成する個々のサブパルスの位相を制御することにより補正する。サブパルスの位相と核スピンの位相とのずれは、撮影結果の励起プロファイルの励起位置、歪みから算出する。

#### 【0048】

本実施形態によれば、核スピンの位相の RF パルスの位相からのずれについて、渦電流および残留磁場という 2 つの原因に対して 1 つのパラメータで対策ができる。また、装置による磁場の歪みも吸収でき、メンテナンスの手間がかからない。さらに、本実施形態の手法によれば、磁場を調整することにより位相を制御する手法に比べ、位相の微調整は容易である。従って、本実施形態によれば、高精度かつ容易に補正が可能であり、残留磁場および渦電流の影響を高精度かつ容易に除去でき、良好な空間選択性を得ることができる。

#### 【0049】

<< 第二の実施形態 >>

次に、本発明を適用する第二の実施形態について説明する。第一の実施形態では、プリスキヤンの位相補正処理において、RF パルスの位相のずれ量を撮影画像の励起プロファイルから検出する。しかし、本実施形態では、受信信号（エコー信号）から位相のずれ量を得る。なお、本実施形態の MRI 装置 300 は、基本的に第一の実施形態と同様であるため、ここでは、詳細は説明しない。以下、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて

10

20

30

40

50

説明する。また、説明において第一の実施形態と同じものについては同じ符号を使用する。

#### 【0050】

計測されるエコー信号は、実部( $R_e$ )と虚部( $I_m$ )とから構成される。時刻 $t$ におけるエコー信号 $F(t)$ の位相 $(t)$ は $\tan^{-1}(I_m(F(t))) / (R_e(F(t)))$ と表される。 $\tan^{-1}$ は、アークタンジェント関数、 $I_m(X)$ は複素数 $X$ の虚部、 $R_e(X)$ は複素数 $X$ の実部を表す。

#### 【0051】

図7は、本実施形態のRFパルス403の位相補正処理のフローチャートである。本実施形態においても、第一の実施形態と同様、残留磁場602、渦電流601の0次成分、渦電流601の1次成分により発生する核スピンの位相とRFパルス403の位相とのずれを、RFパルス403側の位相を制御することにより補正する。また、これらの処理は、制御部311が上記パルスシーケンスおよびプログラムに従って、各部の動作を制御し、実行する。

10

#### 【0052】

図8は、本実施形態で用いるパルスシーケンスである。本実施形態では、第一の実施形態と同様、2次元選択励起RFパルス401を印加し、エコー信号801を取得する。ただし、本実施形態では、サブパルス403subごとにエコー信号801を分離可能なようにプリップ傾斜磁場方向に読み出し傾斜磁場804を印加する。なお、ここでは、エコー信号801の取得タイミングを制御し、サブパルス403sub毎にそれぞれ別個に取得(A/D)802する場合を例にあげて説明する。本実施形態の他の構成は、第一の実施形態のパルスシーケンスと同様である。なお、以下においては、一例として、サブパルス403subが5個の場合を例にあげて説明する。もちろん、サブパルス403subの数はこれに限られない。

20

#### 【0053】

本実施形態では、まず、 $Z = 0$ と $Z = Z_4(0)$ とスライス位置を2箇所決定し、それぞれのスライス位置に設定して図8に示すパルスシーケンスを実行してエコー信号801を取得し、それぞれのスライス位置の各エコー信号のピーク時の位相( $(t)$ の最大値、以下、ピーク位相と呼ぶ。)を用いて、残留磁場602による位相のずれ、渦電流601の0次成分による位相のずれ、渦電流601の1次成分による位相のずれの順に補正を行う。

30

#### 【0054】

まず、全てのサブパルス403subを印加してエコー信号801の取得(撮影)を行う。ここでは、励起サイズ $Z_{ex} * Y_{ex}$ を一定とし、スライス位置 $Z$ を、 $Z = 0$ および $Z = Z_4$ の2箇所に設定してそれぞれ図8に示すパルスシーケンスを実行してエコー信号801を取得する[ステップ4-1]。なお、スライス位置 $Z_4$ は、MRI装置300の仕様から、RFパルス403を構成する各サブパルス403sub間で180度以上位相がずれないスライス位置とする。

#### 【0055】

次に、サブパルス403sub毎に受診するエコー信号801のピークを、それぞれのサンプリングタイミング(A/D)の中心に合致させる[ステップ4-2]。ここでは、受信したエコー信号801をフーリエ変換(FT)し、FT結果の位相マップから判別する。エコー信号801がA/Dの中心で受信できていない場合は、エコー信号801のピークがA/Dの中心になるように補正する。補正是公知の手法(例えば、特許文献3または非特許文献3参照。)で行う。なお、各スライス面で取得したそれぞれ5つのエコー信号801からピーク位相を検出し、それぞれ、スライス面および対応するサブパルス403subの照射順に対応づけて記憶しておく。

40

#### 【0056】

【特許文献3】特開平09-248286

【非特許文献3】医用電子と生体工学, Vol. 35, No. 4, P372-P378 (

50

1997)

### 【0057】

次に、残留磁場602に起因するRFパルス403の位相のずれの補正を行う[ステップ4-3]。残留磁場602は、Z方向に線形に発生し、時間がたつにつれて影響(ずれ)は大きくなる。残留磁場602による影響のみを抽出するため、ここでは、スライス位置をZ4に設定して取得した5つのエコー信号801のうち、振動傾斜磁場404が正転または反転のいずれかの場合のサブパルス403subのみのエコー信号801のピーク位相のずれ量を用いて、サブパルス403sub間の位相のずれを算出する。ここでは、一例として、奇数番目のサブパルス403sub(すなわち、第1、第3、第5)によるエコー信号801のピーク位相を用いる場合を例にあげて説明する。

10

### 【0058】

まず、n番目のエコー信号801のピーク位相の第1番目のエコー信号801のピーク位相からのずれ量nを求める。上述のように、ピーク位相のずれ量は時間にはほぼ線形に変化するため、例えば、図9に示すように、横軸を受信したエコー信号801の番号n、縦軸をピーク位相として奇数番目のエコー信号801のピーク位相901をプロットしたグラフから最小二乗法で傾きを求める等の手法により、n番目のエコー信号801のピーク位相のずれ量 $n = n +$ を求める(、は定数)。

### 【0059】

そして、得られたずれ量nを用いて、スライス位置Z4における残留磁場602に起因するRFパルス403を構成する各サブパルス403sub間の位相のずれ量Phr(Z)を算出する。位相のずれ量Phr(Z)は、以下の式(5)で表される。

$$Phr(Z) = [deg] \times Z / Z4 \quad (5)$$

20

### 【0060】

そして、式(5)で求めたサブパルス403sub間の位相のずれ量Phr(Z)を用いて、各サブパルス403subの位相を補正する。ここでは、第一の実施形態と同様に、m番目のサブパルス403subの位相に対する補正值Phr(Z)mは、 $(m - 1) \times Phr(Z)$ ( $m = 1, 2, 3, \dots, 5$ )となる。各サブパルス403subの位相にPhr(Z)mを加算し、補正する。

### 【0061】

このように各サブパルス403subの位相を補正することにより、得られる奇数番目のエコー信号801のピーク位相は、902のように一定となる。なお、本実施形態では、奇数番目のサブパルス403subによるエコー信号801を用いてピーク位相のずれを求めている。しかし、偶数番目のサブパルス403subによるエコー信号801を用いて求めてよい。

30

### 【0062】

次に、渦電流601の0次成分によるRFパルス403の位相のずれの補正を行う[ステップ4-4]。ここでは、スライス面Z=0と設定して取得した5つのエコー信号801全てのピーク位相を用いて、渦電流601の0次成分に起因するRFパルス403を構成する各サブパルス403sub間の位相のずれ量を求める。スライス面Z=0と設定して得られたエコー信号801を用いるのは、スライス面Z=0では、残留磁場602の影響を受けない一方で、渦電流601の0次成分によるRFパルス403の位相のずれ量は、Z方向の位置によらないためである。

40

### 【0063】

まず、スライス面Z=0と設定して取得した各エコー信号801のピーク位相の、第1番目のエコー信号801のピーク位相とのずれ量e0を求める。ここでは、横軸を受信したエコー信号801の番号n、縦軸をピーク位相として各エコー信号801のピーク位相をプロットすると、図10に示すように、奇数番目および偶数番目のエコー信号801のピーク位相は、それぞれ一定となる。これは、渦電流601の0次成分による影響が、振動傾斜磁場404正転時および反転時に同時に現れ、打ち消し合い、累積しないためである。そして、奇数番目のエコー信号801のピーク位相と偶数番目のエコー信号801

50

のピーク位相との差をピーク位相のずれ量  $e_0$  として検出する。

#### 【0064】

そして、渦電流 601 の 0 次成分に起因する RF パルス 403 を構成する各サブパルス 403sub 間の位相のずれ量  $\Delta \phi_{e0}$  には、エコー信号 801 のピーク位相のずれ量がそのまま現れる。従って、得られたピーク位相のずれ量  $e_0$  を用いて式(6)で表される。

$$\Delta \phi_{e0} = e_0 [deg] \quad (6)$$

#### 【0065】

そして、得られた位相のずれ量  $\Delta \phi_{e0}$  を偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算する。または、逆に奇数番目のサブパルス 403sub の位相から減算する。例えば、偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算して補正した場合、受信した各エコー信号 801 のピーク位相は、図 10 の 1001 から 1002 になる。従って、サブパルス 403sub 間で位相が揃うので、各エコー信号 801 間のピーク位相が揃う。これにより、RF パルス 403 の、渦電流 601 の 0 次成分に起因する位相のずれが補正される。

10

#### 【0066】

次に、渦電流 601 の 1 次成分による RF パルス 403 の位相のずれの補正を行う [ステップ 4 - 5]。ここでは、スライス面  $Z = Z_4$  に設定して取得した 5 つのエコー信号 801 全てのピーク位相を用いて、渦電流 601 の 1 次成分に起因する RF パルス 403 を構成する各サブパルス 403sub 間の位相のずれ量を求める。スライス面  $Z = Z_4$  では、残留磁場 602 に起因するものと、渦電流 601 の 0 次成分に起因するものと、同 1 次成分に起因するものとを加算した位相のずれが発生する。従って、渦電流 601 の 1 次成分に起因する位相のずれは、残留磁場 602 に起因するものと渦電流 601 の 0 次成分に起因するものを除去することにより得られる。

20

#### 【0067】

ここでは、横軸を受信したエコー信号 801 の番号  $n$ 、縦軸をピーク位相として各エコー信号 801 のピーク位相をプロットすると、図 11 に示すようになる。上述のように、各ピーク位相には、残留磁場 602 に起因するものと渦電流 601 の 0 次成分に起因するものとが含まれる。まず、これらを差し引く。すなわち、各ピーク位相から、それぞれ、ステップ 4 - 3 で求めた、残留磁場 602 による  $n$  番目のエコー信号 801 のピーク位相のずれ量  $e_n$  および、ステップ 4 - 4 で求めた、渦電流 601 の 0 次成分によるピーク位相のずれ量  $e_0$  を差し引く。

30

#### 【0068】

そして、両ずれ量を差し引いた結果得られたエコー信号 801 のピーク位相のずれ量  $e_1$  が渦電流 601 の 1 次成分によるピーク位相のずれ量である。ここで、本実施形態では、残留磁場 602 によるピーク位相のずれ量を、奇数番目のエコー信号 801 で求めているため、このとき、ずれ量が発生するのは、偶数番目のエコー信号 801 のピーク位相 1101 である。

#### 【0069】

渦電流 601 の 1 次成分は、上述のように  $Z$  方向に線形に変化するため、渦電流 601 の 1 次成分に起因する RF パルス 403 を構成する各サブパルス 403sub 間の位相のずれ量  $\Delta \phi_{e1}(Z)$  はスライス面  $Z$  の関数となる。また、エコー信号 801 のピーク位相のずれ量は、各サブパルス 403sub 間の位相のずれ量をそのまま反映したものである。従って、位相のずれ量  $\Delta \phi_{e1}(Z)$  は、 $Z$  および得られたエコー信号 801 のピーク位相のずれ量  $e_1$  を用いて式(7)で表される。

40

$$\Delta \phi_{e1}(Z) = e_1 [deg] \times Z / Z_4 \quad (7)$$

#### 【0070】

得られた位相のずれ量  $\Delta \phi_{e1}(Z)$  を偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算する。または、逆に奇数番目のサブパルス 403sub の位相から減算する。これにより、例えば、偶数番目のサブパルス 403sub の位相に加算して補正した場合、受信

50

した各エコー信号 801 のピーク位相は、図 11 の 1101 から 1102 になる。従って、各エコー信号 801 間でピーク位相が一定となり、RF パルス 403 の、渦電流 601 の 1 次成分に起因する位相のずれの補正ができる

#### 【0071】

以上のように、本実施形態によれば、振動傾斜磁場と共に複数の RF パルスを印加するパルスシーケンスにおいて、振動傾斜磁場による残留磁場および渦電流に起因する核スピンの位相の RF パルスの位相からのずれを、RF パルスを構成する個々のサブパルスの位相を制御することにより補正する。サブパルスの位相と核スピンの位相とのずれは、各サブパルスに対応して受信するエコー信号のピーク位相のずれから算出する。従って、第一の実施形態と同様に、高精度かつ容易に補正が可能であり、残留磁場および渦電流の影響を高精度かつ容易に除去でき、良好な空間選択能を得ることができる。

10

#### 【0072】

さらに、本実施形態によれば、プリスキヤンとしての信号取得が 2 回で済み、また、画像を再構成する必要がないため、全体の撮像にかかる時間を短縮することができる。

#### 【0073】

なお、本実施形態では、各サブパルス 403sub によるエコー信号 802 を、それぞれ個別にサンプリング (A/D) している。しかし、本実施形態は、この構成に限られない。エコー信号 801 をサブパルス毎に分離可能であればよい。例えば、図 12 は、本実施形態のパルスシーケンスの別例である。本図に示すように、全てのサブパルス 403sub によるエコー信号 1201 を、一度にサンプリング (A/D) 1202 するよう構成してもよい。この場合、サンプリング後の信号から、照射したサブパルス 403sub に対応するピークを検出し、それぞれのピーク位相とする。なお、本構成では、受信するエコー信号 1201 のピークとサンプリングタイミング (A/D) の中心とを一致させるための補正は、1 回でよい。従って、全体の処理時間は上記の実施形態に比べて短くなる。

20

#### 【0074】

##### << 第三の実施形態 >>

次に、本発明を適用する第三の実施形態について説明する。上記各実施形態では、任意の 2 次元領域を選択的に励起する 2 次元選択励起 RF パルスを印加する場合を例にあげて説明した。本実施形態では、2 次元選択励起 RF パルスの代わりに特定種のプロトンのみを励起する空間的周波数選択励起 RF パルスを印加する。本実施形態の MRI 装置は、上記各実施形態のものと基本的に同様であるため、ここでは説明しない。以下、上記各実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

30

#### 【0075】

本実施形態に用いる空間的周波数選択励起 RF パルス 1402 を図 13 に示す。本図に示すように、本実施形態の空間的周波数選択励起 RF パルス 1402 は、複数の RF パルス 1403 と、振動傾斜磁場 1404 とを同時に印加することにより、撮影対象となるスライス面で、特定種のプロトンを選択的に励起し、対応する周波数帯のエコー信号を収集する。周波数選択は、RF パルス 1403 の振幅変調包絡線の形状と、パルス間時間 1401 とにより定まる。パルス間時間 1401 は、以下の式 (8) により求めることができる。

40

$$= 1 / ( \gamma \times \Delta B_0 ) / 2 \quad (8)$$

ここで、 $\gamma$  は磁気回転比、 $\Delta$  は水～脂肪のケミカルシフト差、 $B_0$  は静磁場強度である。例えば、 $\gamma = 3.5 \text{ ppm}$ 、 $\Delta = 42.57 \times 10^6 \text{ (Hz/T)}$ 、 $B_0 = 1.5 \text{ (T)}$  の場合、

$$\begin{aligned} &= 1 / ( 42.57 \times 10^6 \times 3.5 \times 1.5 ) / 2 \\ &= 2.24 \text{ (ms)} \end{aligned}$$

#### 【0076】

本実施形態で収集したエコー信号をフーリエ変換して得たスペクトル信号の分布を図 14 に示す。本図において、横軸は周波数、縦軸は信号強度である。また、太線は、装置歪みよりずれたスペクトルを、細線は、望ましいスペクトルを表す。本実施形態の残留磁場

50

に起因するRFパルス1403の位相のずれの補正および渦電流に起因する位相のずれの補正の手順は、基本的に第一の実施形態と同様である。ただし、RFパルス1403の位相のずれ量は、周波数方向に対する励起強度の変化を計測することにより検出する。

#### 【0077】

残留磁場602に起因するRFパルス1403の位相のずれ量は、特定種のプロトンのスペクトル信号の信号強度のピーク位置の周波数方向の変位を計測することにより得る。これは、ピーク位置は、残留磁場602により、振動傾斜磁場404の形状が損なわれるため、変位する。例えば、第一の実施形態と同様に、2つのスライス位置Z1, Z2における水の信号強度から、任意のスライス位置Zにおける周波数方向の信号強度のピーク位置の変位を計測する。そしてその変位量から、各サブパルス403sub間の位相のずれ量を算出する。変位量W<sub>shift</sub>(Z)がW<sub>shift</sub>(Z)=Zと表される場合、各サブパルス403sub間の位相のずれ量Phr(Z)は、第一の実施形態の式(2)を用いて計算できる。ただし、ここでは、Y<sub>shift</sub>(Z)をW<sub>shift</sub>(Z)である。そして、m番目のサブパルスの403subに、(m-1)\*Phr(Z)を加算し、補正する。10

#### 【0078】

また、本実施形態では、渦電流601の0次成分に起因するRFパルス1403の位相のずれ量を算出する際の信号強度比Fの計算を、異なるプロトンのスペクトル信号の信号強度間で計算する。渦電流601の0次成分に起因するRFパルス1403の位相のずれ量を算出する場合、第一の実施形態と同様に、まず、残留磁場602の影響を受けないスライス面(Z=0)に設定してパルスシーケンスを実行する。そして、得られた結果から、例えば、水プロトンの信号強度1301と、脂肪プロトンの信号強度1302との信号強度比Fを求める。信号強度比Fが所定の閾値以下であれば、第一の実施形態と同様に、以下の式(3)により、各サブパルス403sub間の位相のずれ量±Phenoを算出し、第一の実施形態と同様の手順で補正を行う。20

#### 【0079】

また、渦電流601の1次成分に起因するRFパルス1403の位相のずれ量は、第一の実施形態と同様にスライス位置をZ=Z3に設定してパルスシーケンスを行い、0次成分の場合と同様に、異なるプロトンによる信号強度間で信号強度比Fを求める。そして、必要に応じて第一の実施形態と同様の手順で、式(4)により、各サブパルス1403sub間の位相のずれ量±Pheno(Z)を算出し、第一の実施形態と同様の手順で補正を行う。30

#### 【0080】

以上のように、本実施形態によれば、振動傾斜磁場と共に複数のRFパルスを印加するパルスシーケンスを用いる空間的周波数選択励起法において、残留磁場と渦電流に起因する核スピンの位相のRFパルス1403の位相からのずれを、RFパルスを構成する個々のサブパルスの位相を制御することにより補正する。本実施形態では、サブパルスの位相と核スピンの位相とのずれは、特定種のプロトンのスペクトル信号の周波数のずれおよび強度から算出する。従って、上記各実施形態同様、高精度かつ容易に補正が可能であり、残留磁場および渦電流の影響を高精度かつ容易に除去でき、良好な周波数選択能を得ることができる。40

#### 【0081】

上記各実施形態では、MRI装置300が備える静磁場を発生する磁石302は、永久磁石である場合を念頭において説明した。例えば、静磁場を発生する磁石302として残留磁場の発生が少ない超伝導磁石を備えるMRI装置300の場合は、上述の残留磁場に起因する位相のずれの補正の手順を省いてよい。これにより、全補正に要する時間をさらに短縮することができる。

#### 【0082】

なお、上記各実施形態のプリスキャンによるRFパルスの位相の補正は、残留磁場、渦電流の影響の大きさに応じ、撮影ごとに行ってもよいし、また、補正值をメモリ等に格納50

し、複数回の撮影に同じ補正值を用いてよい。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図1】第一の実施形態のMRI装置の構成図である。

【図2】第一の実施形態のパルスシーケンスを示す図である。

【図3】第一の実施形態の2次元選択励起RFパルスの詳細を示す図である。

【図4】第一の実施形態のRFパルスの位相補正処理のフローチャートである。

【図5】第一の実施形態の各スライス位置における撮影結果と励起プロファイルのずれを説明するための図である。

【図6】第一の実施形態の励起プロファイルの歪みを示す図である。 10

【図7】第二の実施形態のRFパルスの位相補正処理のフローチャートである

【図8】第二の実施形態のパルスシーケンスを示す図である。

【図9】第二の実施形態の残留磁場によるエコー信号のピーク位相の変化を示す図である。

【図10】第二の実施形態の渦電流0次成分によるエコー信号のピーク位相の変化を示す図である。

【図11】第二の実施形態の渦電流1次成分によるエコー信号のピーク位相の変化を示す図である。

【図12】第二の実施形態のパルスシーケンスの別例を示す図である。

【図13】第三の実施形態の空間的周波数選択励起RFパルスの詳細を示す図である。 20

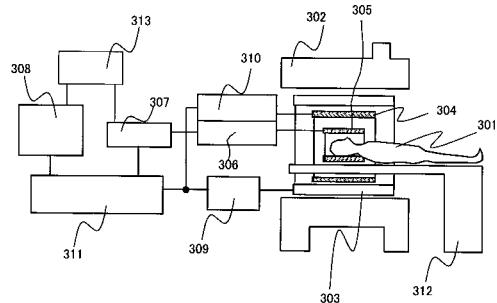
【図14】第三の実施形態のスペクトル信号の分布を示す図である。

【符号の説明】

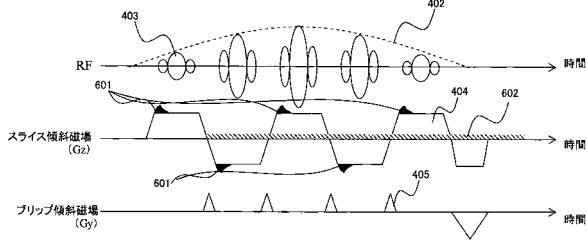
【0084】

300：MRI装置、301：被検体、302：磁石、303：傾斜磁場コイル、304  
：RFコイル、305：RFプローブ、306：信号検出部、307：信号処理部、30  
8：表示部、309：傾斜磁場電源、310：RF送信部、311：制御部、312：ベ  
ッド、313：画像処理部、

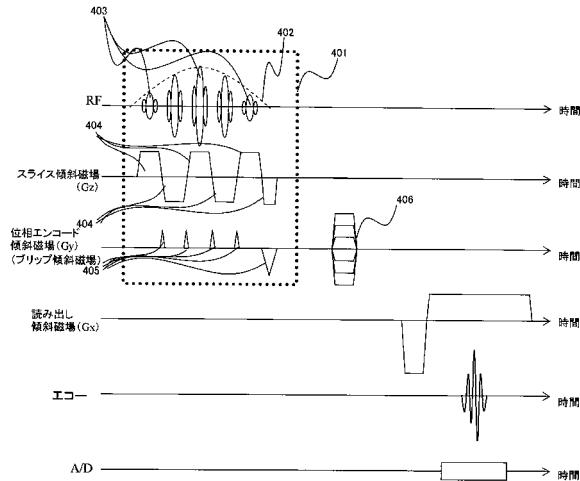
【図1】



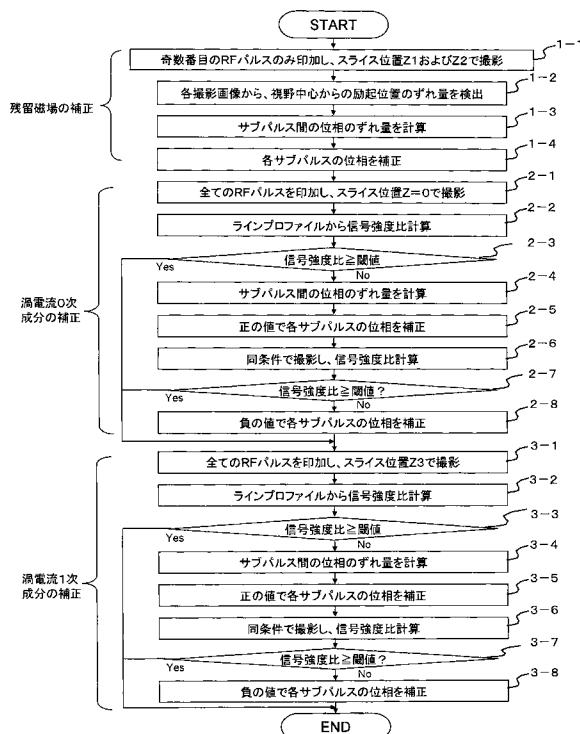
【図3】



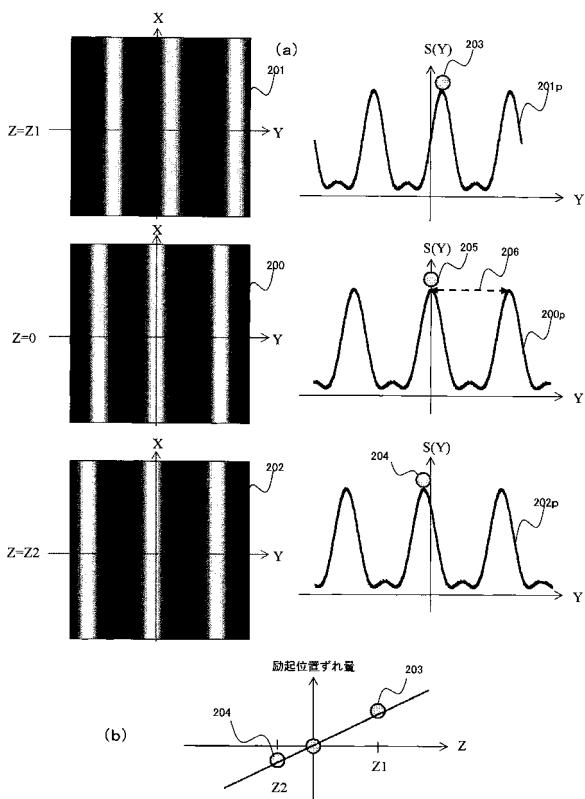
【図2】



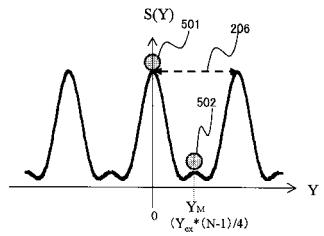
【図4】



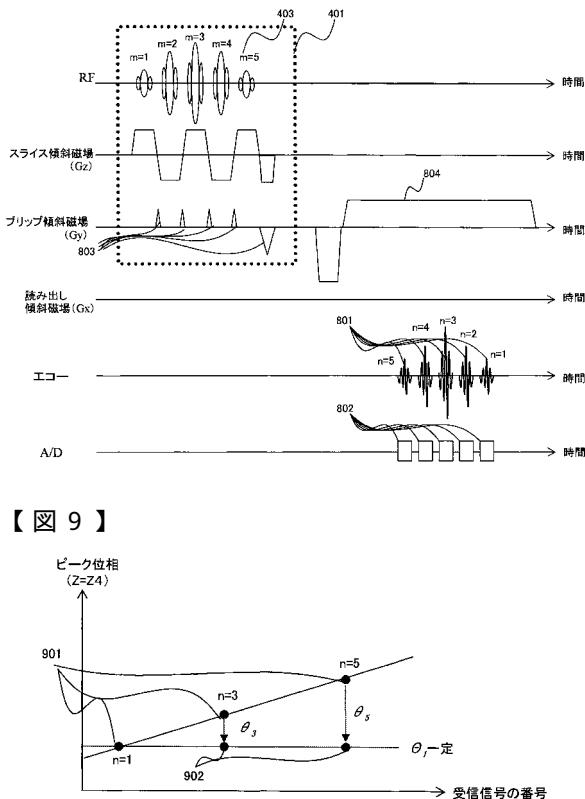
【図5】



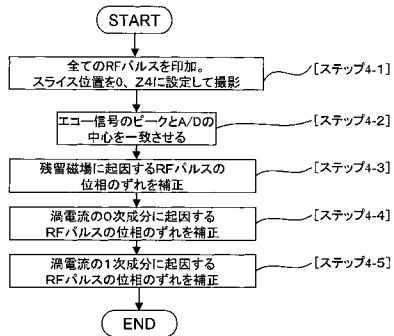
【図 6】



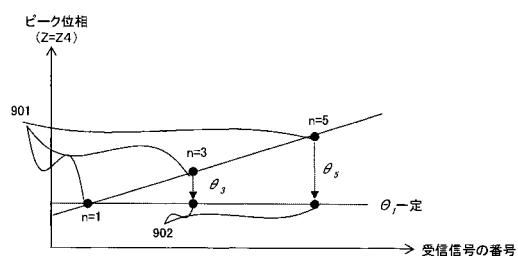
【図 8】



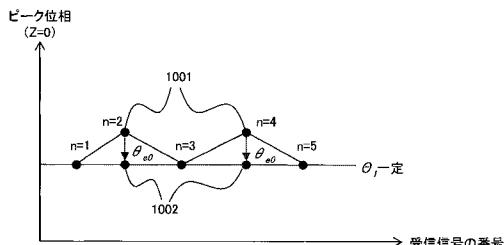
【図 7】



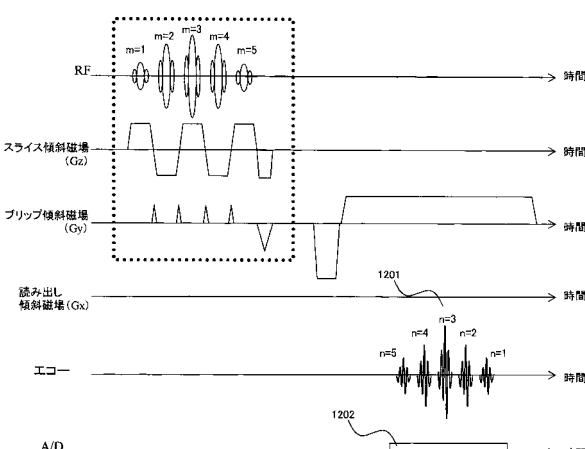
【図 9】



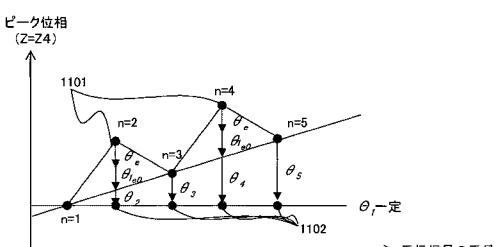
【図 10】



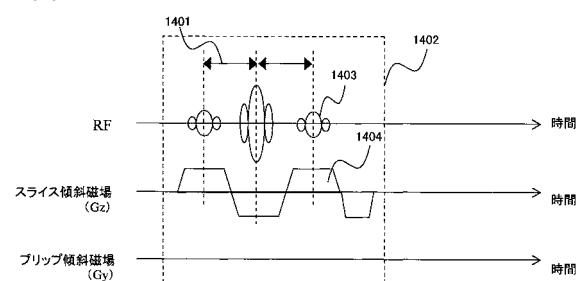
【図 12】



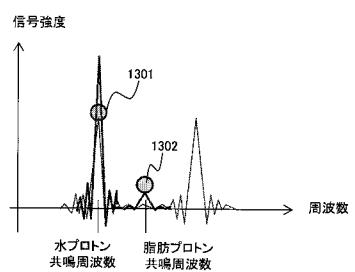
【図 11】



【図 13】



【図14】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-087375(JP,A)  
国際公開第2006/046450(WO,A1)  
特開平03-088309(JP,A)  
特開2000-157509(JP,A)  
特開平11-235324(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055